

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局



(43) 国際公開日  
2004 年 5 月 6 日 (06.05.2004)

PCT

(10) 国際公開番号  
WO 2004/037081 A1

(51) 国際特許分類<sup>7</sup>: A61B 5/055, G01R 33/3815  
(21) 国際出願番号: PCT/JP2003/011678  
(22) 国際出願日: 2003 年 9 月 12 日 (12.09.2003)  
(25) 国際出願の言語: 日本語  
(26) 国際公開の言語: 日本語  
(30) 優先権データ:  
特願 2002-309954  
2002 年 10 月 24 日 (24.10.2002) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒101-0047 東京都千代田区 内神田一丁目 1 番 1 4 号 Tokyo (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 津田 宗

孝 (TSUDA, Munetaka) [JP/JP]; 〒310-0847 茨城県水戸市米沢町 4 3 3-4 2 Ibaraki (JP). 竹内博幸 (TAKEUCHI, Hiroyuki) [JP/JP]; 〒277-0858 千葉県柏市豊上町 2 2-4 Chiba (JP). 坂本勲 (SAKAMOTO, Isao) [JP/JP]; 〒277-0813 千葉県柏市大室 2 5 7-2 7-1 1 4 Chiba (JP).

(74) 代理人: 小沢 慶之輔, 外 (OZAWA, Keinosuke et al.); 〒102-0082 東京都千代田区一番町 2 5 番地 ダイアモンドプラザビル 6 階 Tokyo (JP).

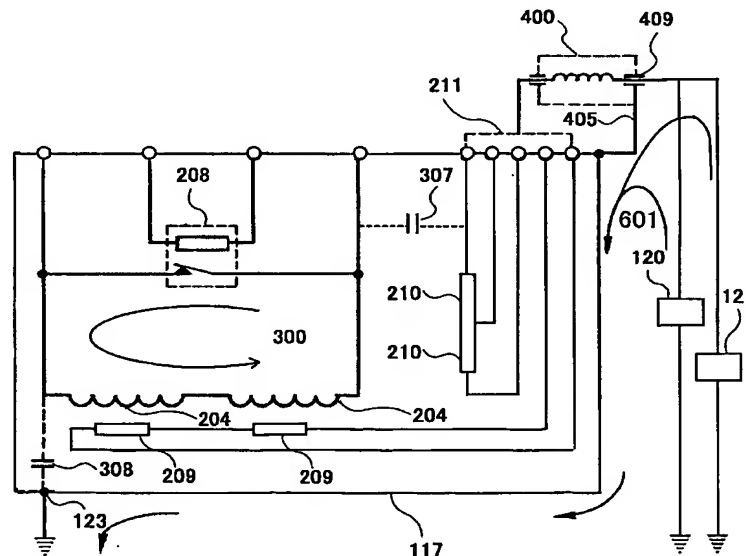
(81) 指定国 (国内): CN, US.

添付公開書類:  
— 国際調査報告書

2 文字コード及び他の略語については、定期発行される各 PCT ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(54) Title: SUPERCONDUCTING MAGNET DEVICE AND MAGNETIC RESONANCE IMAGING SYSTEM EMPLOYING IT

(54) 発明の名称: 超電導磁石装置およびそれを用いた磁気共鳴イメージング装置



(57) Abstract: A high magnetic field open type MRI system realizing safety operation of a superconducting magnet by suppressing electromagnetic interference of a gradient field coil and a high frequency field coil with a superconducting coil. In a static field generating magnet (102), a pair of cryostats (117) are coupled through a coupling tube (201) and disposed above and below a space (118) where a subject is placed while housing a superconducting coil (204) in containers (202, 203) filled with helium. The cryostat (117) is attached with an emergency demagnetization unit (120) for demagnetizing the field, and a measuring unit (121) for monitoring the liquid level of helium, and their signal cables are connected with the internal circuit of the static field generating magnet (102) through a filter circuit (122). Even if the gradient field coil or the high frequency field coil of the MRI system is driven, a high frequency current being induced is interrupted by the filter circuit (122) and flows through the outer case of the cryostat (117) to a ground point (123) without having any effect on the internal circuit of the cryostat (117).

[続葉有]

BEST AVAILABLE COPY

WO 2004/037081 A1



(57) 要約: 傾斜磁場コイル、高周波磁場コイルによる超電導コイルへの電磁的干渉を抑制し、超電導磁石の安全運転を実現する高磁場開放型MRI装置を提供するため、静磁場発生磁石102は、一対のクライオスタット117が連結管201で接続されて、被検者の配設される空間118を挟んで上下に配置されており、それぞれには液体ヘリウムが満たされた容器202、203中に超電導コイル204が収納されている。クライオスタット117には磁場を減衰させる緊急減磁ユニット120やヘリウム液面をモニターする計測ユニット121が付属しており、これらの信号ケーブルはフィルター回路122を介して静磁場発生磁石102の内部回路に接続されている。MRI装置の傾斜磁場コイルや高周波磁場コイルが駆動されても、それらにより誘起される高周波の電流は、フィルター回路122により遮断され、クライオスタット117の外装ケースを通り接地点123に流れ、クライオスタット117の内部回路に影響を与えることがない。

## 明 細 書

超電導磁石装置およびそれを用いた磁気共鳴イメージング装置

## 5 技術分野

本発明は超電導コイルを用いた超電導磁石装置とそれを用いた磁気共鳴イメージング（以下MRIと称する）装置に係り、特に、運転の安定性を向上した超電導磁石装置とそれを用いた開放型MRI装置に関する。

## 10 背景技術

従来、MRI装置では静磁場発生用の磁石装置として細長い筒状のソレノイドコイルを用いたものが主流であったが、近年、患者が寝かせられる検査空間を開放した開放型MRI装置が開発されている。開放型MRI装置は、検査空間の上下に静磁場発生用の磁石を配置した構造を有し、インターベンショナル手技、即ちMRI検査を行いながら手術、内視鏡検査などを行なうことを可能にしている。開放型MRI装置の初期のものは、磁石として永久磁石を採用した低・中磁場用であったが、近年、開放型MRI装置においても、高画質化、高機能化のために超電導磁石の導入が計られつつある。

MRI装置の高画質化、高機能化を実現するためには、単に静磁場発生用磁石として高い磁場強度を発生する磁石を用いることのみならず、高速の撮影手法と、高性能でかつ高速動作する傾斜磁場発生手段と、短時間で被検者の検査部位の核スピンを励起する高周波磁場発生手段と、高感度で核磁気共鳴信号（NMR信号）を検出する高周波コイル（RFコイル）も必要な構成要素である。従って、超電導磁石を用いた開放型MRI装置においても、このような高性能の傾斜磁場コイルや高周波コイル等が搭載されるようになってきている。

ところで、一般に、超電導磁石を用いた磁石装置においては、磁場を発生する超電導コイルは液体ヘリウムを充填したクライオスタット中に設置されており、

液体ヘリウムによって臨界温度以下に保たれた超電導コイルが励磁され、所定の永久電流値を達成した後に、永久電流スイッチ（PCS）をオンすることによって超電導コイルへ永久電流が流れるようにされている。このような超電導コイルを用いたMRI装置では、超電導コイルが置かれる環境の温度変化などによって永久電流の状態が一度、破壊されると、撮像が全く不能になるばかりでなく、その復旧に多大の時間と手間を要することになる。一方、患者の様態変化などの突発的事由により撮像中であっても静磁場強度を急速に下げなければならない状況もある得る。これらのため、超電導コイルを用いたMRI装置では、クライオスタットの液体ヘリウム量を監視するモニター回路や、緊急時に超電導コイルの温度を臨界温度以上に上昇させて減磁して磁石装置の運転を止める緊急減磁ユニットなどを備えた装置が開発されている。

上述した超電導磁石を用いたMRI装置において、超電導磁石として開放型のものを採用するとともに上述した高機能化、高画質化を実現しようとする、次のような問題が生じることがわかった。即ち、短時間で強い高周波磁場を発生するユニットや、また高速でスイッチングしかつ高い傾斜磁場強度を発生するユニットでは、必然的にそれらを駆動する電源の容量も増加することとなり、MRI装置自身や周辺の電気回路に電磁氣的干渉によるノイズを誘起する。また開放型MRI装置では、高周波磁場を発生するRFコイルと傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイルの形状も平板状であるため、従来の円筒状のものに比べ漏洩電磁界が多くなり、上述した電源容量の増加と同様に、MRI装置自身や周辺の電気回路に電磁氣的干渉によるノイズを誘起する原因となっている。

そこで本発明は、MRI装置の撮像動作に伴う傾斜磁場や高周波磁場による磁束の変化に起因する超電導コイル回路への影響を排除し、超電導磁石を確実に安定運転することが可能な超電導磁石並びにそれを用いたMRI装置を提供することを目的とする。

発明の開示

上記目的を達成するために、本発明者は、MRI装置において超電導コイル回路に影響を与える可能性のある周辺電気回路について詳細に検討した。その結果、超電導コイルを収納する容器内に設置され容器内の環境、特にヘリウムの液面を測定するためのセンサー素子や緊急減磁用のヒータ素子等とそれらに接続された外部制御回路或いは外部モニター回路と、超電導コイル回路との間に、従来の磁石装置では予想できなかった電磁氣的結合による閉ループ回路が形成されること、特に計測空間を挟んで一対の超電導磁石を配置し、それらを連結管を介して接続した磁石装置において前記の電磁氣的結合が大きいこと、そしてMRI装置の撮像動作に伴い傾斜磁場や高周波磁場による変化する磁束が前記閉ループ回路を通過すると、前記閉ループ回路に誘起電流が流れ込み、前記制御回路やモニター回路が誤動作したり、超電導コイル回路の超電導状態が破壊されることがあり得るということを見出し、本発明に至ったものである。

即ち、本発明の超電導磁石装置は、超電導コイルとこの超電導コイルに流す永久電流を制御する永久電流スイッチとを有する超電導コイル回路と、前記超電導コイルを超電導状態に維持する温度で収納する容器とを備え、前記超電導コイル回路を前記容器の外部に対し電磁氣的に遮蔽する手段を設けたことを特徴とするものである。

また本発明の超電導磁石装置は、超電導コイルとこの超電導コイルに流す永久電流を制御する永久電流スイッチとを有する超電導コイル回路と、前記超電導コイルを超電導状態に維持する温度で収納する容器とを備え、前記容器は容器内に設置されるヒータ素子あるいはセンサー素子を外部回路に接続するための端子部を備え、前記端子部に、前記外部回路、前記容器の外壁、この外壁に設けられた接地点とを含む閉ループ回路を形成する手段を設けたことを特徴とするものである。

本発明のMRI装置は、静磁場発生装置としてこのような超電導磁石装置を備えたものであり、例えば、超電導コイルとこの超電導コイルに流す永久電流を制御する永久電流スイッチとを有する超電導コイル回路と、前記超電導コイルの減

5 磁を制御するヒータ素子又は液体ヘリウム量を測定するセンサー素子とをヘリウム容器内に収納して成る超電導磁石と、前記素子と電氣的に接続された前記ヘリウム容器外に設けられた制御回路又はモニター回路、前記超電導磁石が発生する静磁場に磁場勾配を与える傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、被検体に印加する高周波磁場を発生する高周波磁場発生手段とを備え、前記制御回路又はモニター回路と前記超電導コイル回路にまたがって閉ループ回路が形成されるのを遮断する手段を備えたことを特徴とするものである。

10 本発明のMRI装置において、遮断手段としては、例えば濾波回路ユニット或いはスイッチ回路を採用することができ、このような遮断手段は素子と制御回路又はモニター回路との間に接続される。濾波回路ユニットは、例えば、外郭ケースとこの外部ケースに収納されたフィルター素子とを含むものとしてことができ、この場合、外郭ケースに接続された導体が制御回路又はモニター回路と共に前記閉ループ回路をバイパスするもう1つの閉ループ回路を形成する。

15 本発明の超電導磁石装置及びMRI装置によれば、制御回路やモニター回路と超電導コイル回路との結合によって生じる閉ループ回路を実質的に遮断することができるので、例えばMRI装置の傾斜磁場コイルや高周波磁場コイルの動作による電磁氣的干渉が生じて、これらによる誘起電流は超電導コイル回路に流れ込むことがなく、超電導コイル回路の安定した運転を確保することができる。

20 このMRI装置において、好適には、前記遮断手段は、少なくとも、前記傾斜磁場発生手段の駆動周波数及び高周波磁場の周波数帯域の信号をカットする濾波回路である。

25 本発明は、超電導磁石の超電導コイルが、被検体が置かれる測定空間を挟んで一対が配置されているMRI装置に好適に適用することができる。また傾斜磁場発生手段及び高周波磁場発生手段が、各々平板状コイルであって被検体が置かれる測定空間を挟んで各々配置されているMRI装置に好適に適用することができる。これらMRI装置において、特に良好な効果を得ることができる。

## 図面の簡単な説明

図 1 は本発明の超電導磁石装置を用いた開放型MRI装置の一実施例を示す図

図 2 は図 1 のMRI装置が採用する磁場発生装置の詳細を示す図。

5 図 3 は図 2 の磁場発生装置の等価回路を示す図。

図 4 は従来の超電導磁石装置を用いた開放型MRI装置において超電導コイルを含む内部回路と外部回路との間に形成される閉ループ回路を説明する図。

図 5 は図 1 の実施例で採用した図 4 の閉ループ形成を阻止するフィルター回路を示す回路図。

10 図 6 は図 5 に示したフィルター回路の回路遮断手段としての機能を説明する図

図 7 は図 5 に示したフィルター回路の接続構造を示す外観図。

図 8 は本発明の超電導磁石装置を用いた開放型MRI装置の他の実施例を示す図。

15 図 9 は図 8 の実施例で採用したスイッチ回路を含む緊急減磁ユニットを示す回路図。

図 10 は図 8 の実施例で採用したスイッチ回路を含むヘリウム計測ユニットを示すブロック図。

20 発明を実施するための最良の形態

以下、本発明の実施の形態を、図面を参照して説明する。

図 1 は本発明の一実施例の超電導磁石装置を用いたMRI装置の全体構成図である。このMRI装置は被検体101が置かれる検査空間を挟むように配置された一対の静磁場発生磁石102と、これら静磁場発生磁石102の検査空間側にそれぞれ配置された傾斜磁場コイル103と、さらにその内側に配置された高周波コイル105と、被検体101から発生するNMR信号を検出する検出コイル107と、被検体101を静磁場発生磁石102の中心空間に配設する搬送テーブル114とを備えている。

25

これらの傾斜磁場コイル103と高周波コイル105は開放型磁石の利点を阻害しないように各々上下一対の板状構造をしている。なお、図では高周波コイル105と検出コイル107とは別個のコイルで示しているが、一つの高周波コイルが高周波磁場照射用と検出用の両方の機能を兼ねていても良い。

5 静磁場発生磁石102、傾斜磁場コイル103、高周波コイル105、検出コイル107及び搬送テーブル114は電磁波遮蔽されたシールド検査室115中に設置されている。電磁波遮蔽は検出コイル107に外来の電磁波が飛来するのを防ぐもので、検査に用いる原子核の共鳴周波数帯域（通常、用いられる水素原子核で42メガヘルツ）で例えば、約70デシベルの減衰率を有している。

10 シールド検査室115の外側には、傾斜磁場コイル103を駆動する傾斜磁場電源104、高周波コイル105を駆動する高周波電力アンプ106、検出コイル107が検出した信号を受信する受信器108、各コイルの動作タイミングを制御するシーケンサ109及び装置全体の制御を行うとともにNMR信号を処置し画像化するコンピュータ110が配備されている。

15 これらシールド検査室115の外に設置された電源や制御機器と、シールド検査室115内の各種コイルや静磁場発生磁石102及び搬送テーブル114とは、シールド検査室115と共に接地されたフィルター回路116を介して接続されるか、或いは外部がシールド層で覆われている同軸ケーブルで接続される（図ではフィルター回路と同軸ケーブルの区別は図示されてない）。これにより、シールド検査室1  
20 15内に外来ノイズが侵入するのを阻止している。

静磁場発生磁石102は、図示する実施例では、上下に分割された一対のクライオスタット117、各クライオスタット117の内部に組みこまれた超電導コイルと、超電導コイルの発生する磁束に対して磁気回路を構成する鉄ヨーク（図示せず）とから構成されている。超電導コイルは、被検体101の配設される空間に均一  
25 な強度の静磁場を発生させる。その磁場強度は例えば1.0テスラで、磁束の方向は床から天井に向っており、その磁場均一度は被検体101が配設される直径40センチメートルの球空間で約5ppm以下になるように調整されている。この磁場均



一度の調整はパッシブシミング方式或いはアクティブシミング方式のシミングにより行われる、パッシブシミング方式では、例えば一対のクライオスタット117の表面に複数の磁性体小片（図では記載されていない）を貼りつけて行う。

さらに静磁場発生磁石102は、図1には示していないが、励磁用の電源との接続回路や永久電流を制御するための永久電流スイッチ（PCS）などの内部回路要素を備えるとともに、その運転を制御する、即ち、緊急事態時に静磁場発生磁石102の発生磁場を速やかに減衰させる緊急減磁ユニット120及び一対のクライオスタット117中のヘリウム液面をモニターする計測ユニット121が接続されている。計測ユニット121は、フィルター回路116を介してコンピュータ110に接続され、計測したデータを電気信号としてコンピュータ110に送出する。図示する例では、緊急減磁ユニット120はシールド検査室115の壁面に、計測ユニット121は搬送テーブル114の後方に取りつけられている。これらの緊急減磁ユニット120や計測ユニット121の信号ケーブルは本発明の一実施例によるフィルター回路122を介してクライオスタット117内部に設置されたヒータ素子や液面計測用のセンサー素子等に接続されている。

傾斜磁場コイル103は、互いに直交するx、y、zの3軸方向に磁束密度を変化させるように巻かれた3組のコイルからなり、それぞれ傾斜磁場電源104に接続され、傾斜磁場発生手段を構成する。シーケンサ109からの制御信号に従って傾斜磁場電源104を駆動して傾斜磁場コイル103に流れる電流値を変化させることにより3軸からなる傾斜磁場 $G_x$ 、 $G_y$ 、 $G_z$ を被検体101の配設空間の静磁場に重畳する。この傾斜磁場は、被検体101の検査部位から得られるNMR信号の空間的な分布を識別するために用いられる。

高周波コイル105は、これに高周波電流を流すための高周波電力アンプ106に接続され、被検体101の検査部位の水素原子核を共鳴励起するための、例えば、42メガヘルツの高周波磁場を発生する。高周波電力アンプ106もシーケンサ109の制御信号で制御されている。

検出コイル107は受信器108に接続されており、NMR信号を検出する手段を構

成する。受信器108は検出コイル107で検出したNMR信号を増幅・検波するとともに、コンピュータ110による処理が可能なデジタル信号に変換する。受信器108もシーケンサ109によってその動作タイミングが制御されている。

5 コンピュータ110はデジタル量に変換されたNMR信号を用いて画像再構成、スペクトル計算等の演算を行うとともに、シーケンサ109を介してMRI装置の各ユニットの動作を定められたタイミングで制御する。コンピュータ110と処理後のデータを表示するディスプレイ装置111と操作情報を入力する操作卓112とで演算処理系が構成される。

10 静磁場発生装置である静磁場発生磁石102の詳細を更に説明する。静磁場発生磁石102の内部は、図2に示すように、一対のクライオスタット117が連結管201で接続されて被検者の配設される空間118を挟んで上下に配置されている。一対のクライオスタット117の内部は高真空に保たれ、その内部には液体ヘリウムで満たされた上ヘリウム槽202と下ヘリウム槽203が組込まれている。上ヘリウム槽202と下ヘリウム槽203内には一対の超電導コイル204が収められており、この  
15 超電導コイル204が液体ヘリウムによって4.2度ケルビンの低温に維持された状態で、超電導コイル204へ例えば、400アンペアの永久電流が流され、空間118に1.0テスラの磁場強度を発生している。図2では一対の超電導コイル204を示しているが、磁場強度や磁場均一度あるいは漏洩磁場強度を所定の値に設定するため、大きさや巻き数の異なる複数の超電導コイルを収める場合もある。

20 クライオスタット117と、上ヘリウム槽202及び下ヘリウム槽203との間には、ヘリウム槽を取り囲んで熱シールド205が設けられている。熱シールド205は、図では1層のみを示しているが2層以上でもよく、例えば、厚さ1ミリメートルのアルミニウム板から成る。熱シールド205はヘリウム冷凍機206と接触ポイント207で熱的に接続されており、例えば、20度ケルビンの低温に維持されている。  
25 このように低温の熱シールド205で上ヘリウム槽202と下ヘリウム槽203を覆うことによって、室温（300度ケルビン）からの直接の輻射熱を防ぐことになり、液体ヘリウムの蒸発を極少にすることができる。上ヘリウム槽202と下ヘリウ

ム槽203、熱シールド205、一対のクライオスタット117は連結管201の部分で接続され上下ヘリウム槽内の温度が同一となるように構成されている。

上ヘリウム槽202と下ヘリウム槽203内には超電導コイル204の他に永久電流スイッチ（PCS）208や緊急減磁用ヒータ素子209や液体ヘリウムのレベルを測定するセンサー素子210や超電導コイルの保護素子（図では示してない）などが組み込まれている。これらヒータ素子209及びセンサー素子210は、コネクタ211を介して、超電導磁石102の外部に設置された制御回路（緊急減磁ユニット120、計測ユニット121）との接続が行われる。上ヘリウム槽202と下ヘリウム槽203内の各素子および一対の超電導コイル204を接続するリード線212は束ねられて連結管201内にまとめて組み込まれる。

このような静磁場発生磁石102の超電導コイル回路と外部制御回路の等価回路を図3に示す。

超電導コイル回路は、直列に接続された一対の超電導コイル204と、その両端に並列に接続された永久電流スイッチ（PCS）208から成り、その電源部303は超電導コイルを励磁するための励磁電源303aと、PCS208に内蔵されたヒータ306用のヒータ電源303bとから成る。

超電導コイル204及びPCS208は、クライオスタット117内にあり、外部の励磁電源303a及びヒータ電源303bとそれぞれ端子301、302、304及び305を介して接続される。クライオスタット117はシステム・グランドであるフィルタ・ボックスの接地点123に接続されグランド電位に維持されている。

また図示していないが、超電導コイル回路を含む内部回路には超電導コイル204の保護やチェックを行なうための保護ダイオード素子や閉ループ内の各ポイントの電圧や抵抗を測定するリード線が接続されている。これらリード線及び超電導コイル204やPCS208をそれぞれの端子と接続する超電導線は、束ねられて連結管201内に通されている。

超電導コイル204を励磁するときは、PCS208の端子304、305にヒータ電源303bを接続し、内蔵ヒータ306の発熱によりPCS208を常電導状態（高抵抗状態）

に保ちながら、励磁電源303aからの出力を漸次増加させる。超電導コイル204に流れる電流が所望の電流値となった時点で内蔵ヒータ306の電源303bを切り、P CS208と超電導コイル204の閉ループ（矢印300）を形成し、超電導状態による永久電流が閉ループ300を流れるようにする。

- 5      このような超電導コイルの駆動回路とは別に、静磁場発生磁石102の運転を維持管理するための制御回路及びモニター回路（以下、制御・モニター回路と省略する場合もある）として、クライオスタット117内には、緊急時に磁場を減衰させるためのヒータ素子209や上下のヘリウム槽202、203の液体ヘリウム量を計測するセンサー素子210が設けられている。ヒータ素子209は、緊急減磁ユニット1
- 10   20から電圧を印加されると発熱する抵抗素子からなり、端子211を介して緊急減磁ユニット120に接続されている。センサー素子210は、例えば、温度によってその抵抗値が変化する超電導材料からなり、上下のヘリウム槽にそれぞれ設置され、上下のセンサー素子は電氣的に接続され、両センサー素子の各端部と中点とが端子211を介して液体ヘリウム計測ユニット121に接続されている。ヒータ素
- 15   子209及びセンサー素子210と端子211とを接続するリード線も同様に束ねられて連結管201内を通されている。

- このように超電導コイル回路を構成するリード線と、制御・モニター回路（緊急減磁ユニット120、液体ヘリウム計測ユニット121）を構成するリード線は、上下のクライオスタット117を連結する細い連結管201内を通されているため、
- 20   互いに強く結合する。この結合は、図3において浮遊容量307、308として示されている。この浮遊容量の値は、磁石の形状やリード線の束ね方や配設方法に大きく影響を受けるが、本実施例の装置の場合、典型的には超電導コイル回路と制御・モニター回路との間の浮遊容量307が0.7ナノヘンリー、超電導コイル回路とクライオスタット117との間の浮遊容量308が6ナノヘンリー程度であることが
- 25   わかった。このような結合の結果、図4に示すように、制御・モニター回路120、121から端子211、リード線、浮遊容量307、超電導コイル回路、浮遊容量308およびクライオスタット117の接地点123を通して閉ループ回路501が形成される

本実施例のMRI装置は、このような浮遊容量307、308を通して、超電導コイル回路に電流が流れ込むのを防止するために、端子211と外部の制御・モニター回路120、121との間に回路遮断手段310が設けられている。回路遮断手段310として、具体的には、フィルター回路、スイッチ回路或いはこれらを組み合わせたものが採用される。

フィルター回路の一実施例を図5に示す。フィルター回路400は、電流貫通型フィルター素子407からなる。電流貫通型フィルター素子407は、図示するように、インダクタンス素子410を金属筒408からなる外装（外郭ケース）に組み込み、その入力端子と出力端子で貫通型コンデンサー409を構成した $\pi$ 型フィルター素子であり、このような電流貫通型フィルター素子407を用いることで、入力端子への信号電圧から誘導ノイズのような高周波成分が除去され、低周波数である（一般に直流電流である）ヒータ素子およびセンサー素子の電気信号のみがその出力端子に伝達される。

電流貫通型フィルター407は、コネクタ401を介して、クライオスタット117側の各端子(図3、211)に接続されるとともに、コネクタ402、403を介して、計測ユニット121、緊急減磁ユニット120に接続される。例えば、コネクタ401の端子404A、404Bは、センサー素子であるヘリウム液面センサー210の両端に電圧を印加するための端子、端子404C、404D、404Eは液面センサー210の両端及び中点に接続され、端部と中点との間の抵抗の変化を測定するための端子である。また端子404F、404Gは、上ヘリウム槽及び下ヘリウム槽のヒータ素子209に接続される。なお、405は接地されたクライオスタットの外装ケースにフィルター回路400の外郭ケース408を電氣的に接続する導体である。

次にこのようなフィルター回路を設けた場合と設けなかった場合の動作について図4及び図6を参照して説明する。図4はフィルター回路を設けない従来の回路構成図、図6は回路遮断手段としてフィルター回路400を設けた回路構成図である。

まず回路遮断手段を設けない場合には、図4に示すように、端子211に液体ヘリウム計測ユニット121や緊急減磁ユニット120を接続した状態ではクライオスタット117のグランドポイント123と液体ヘリウム計測ユニット121や緊急減磁ユニット120のグランドポイントを通る大きなループ回路501が形成される。この状態で、MRI装置の撮像動作が開始されると、このループ回路501に、撮像に伴いパルス駆動される傾斜磁場コイルや高周波磁場コイルの磁束が通過することになり、数ボルトから十数ボルトの誘導電圧が発生する。

こうしてループ回路501にパルス状の誘導電圧が加わると、図中矢印で示すように、制御・モニター回路120、121から浮遊容量307を経由して永久電流が流れている閉ループ回路300の一部に誘起電流が流れることになる。超電導コイル204のインダクタンスは極めて高く、例えば、本実施例の場合36ヘンリーを示している。このためパルス状の誘起電流の大部分は抵抗値がゼロであるPCS208側の回路からクライオスタット117のグランドに流れる。この電流はパルス状の誘導ノイズであるため、PCS208の超電導線の表皮などに局所的に流れ、超電導線が有している固有の臨界電流を超える場合がある。臨界電流を一瞬でも越えるとPCS208は常電導状態に遷移し、閉ループ回路300の永久電流400アンペアはPCS208の常電導抵抗で熱エネルギーとして消費され、超電導磁石にクエンチ現象が発生し、超電導状態が失われ磁場が消滅する。

これに対し、図6に示すように、端子211と外部制御・モニター回路120、121との間にフィルター回路400を組み込んだ場合には、クライオスタット117の外装ケースと、グランドポイント123と、フィルター回路400の外郭ケース408とそれに接続された導体405と、液体ヘリウム計測ユニット121や緊急減磁ユニット120の接続ケーブルともう1つの閉ループ（図中矢印601）が構成される。この状態で傾斜磁場コイルや高周波磁場コイルがパルス駆動され、その磁束が閉ループ回路601を通過すると、数ボルトから十数ボルトの誘導電圧が発生する。ここでクライオスタット117の内部は図4の場合と変わりなく同じ回路定数になるが、端子211のインピーダンスはフィルター回路400の存在によって非常に高い値と

なる。このインピーダンス値は通過する電流の周波数に依存するが、撮影シーケ  
ンスに従ってパルス駆動される傾斜磁場コイルや高周波磁場コイルの磁束変化は  
数百キロヘルツ以上であることから、そのインピーダンス値は数メガオームの値  
である。一方、フィルター回路400の入力端子409とグランド間のインピーダン  
5 ス値は数オーム以下となる。この結果、パルス状の誘起電流はフィルター回路4  
00の外郭ケース408、導体405を経てクライオスタット117のケースに直接流れ  
、クライオスタット117の内部には流れることがない。即ち、フィルター回路40  
0により、クライオスタット117の内部回路と液体ヘリウム計測ユニット121や緊  
急減磁ユニット120の接続ケーブルとで実質的な閉ループ回路（図4の501）が  
10 形成されるのを遮断することができる。

このようにクライオスタット117の内部回路と外部とを接続する端子211部分  
に回路遮断手段としてフィルター回路400を設けることにより、内部回路にMRI  
装置撮像動作に伴う誘起電流が流入するのを抑制し、安定した超電導磁石装置の  
運転を確保することができる。

15 フィルター回路400の、更に具体的な構造を図7に示す。図7において、図5  
に示す要素に対応するものは同一の符号で示している。

この構造において、電流貫通型フィルター素子407は銅プレート701に強固に  
固定され、一方の側はリード線を介してコネクタ401に接続され、他方の側は計  
測ユニット121のコネクタ402、緊急減磁ユニット120のコネクタ403に接続され  
20 ている。尚、図では2個のフィルター素子407しか示していないが、実際には図  
5に示すようにコネクタ401の端子と同数のフィルター素子が設けられる。コネ  
クタ401は金属シェルで構成され、外部からのノイズがその芯線に誘起すること  
がない構造となっている。またコネクタ401の金属シェルと電流貫通型フィルタ  
ー素子407を固定する銅プレート701はシールド銅網702で電氣的に接続されてい  
25 る。さらにコネクタ401の金属シェルの外周及びクライオスタット117の端子部2  
11はシールド銅線703で巻かれており、このシールド銅線703は補強バンド704  
で強固に固定されている。これによってコネクタ401の金属シェルは、クライオ

スタット117の外装ケースのグランドポイント123のグランド電位に確実に接続されるように構成されている。

5 以上、回路遮断手段としてフィルター回路を採用した実施例を説明した。本実施例によれば、傾斜磁場や高周波磁場に起因して誘起される電流の周波数成分と直流電流レベルを扱う超電導磁石の制御・モニター回路の周波数成分の差を利用して、誘起電流のみをクライオスタット117の金属表面に沿って流し、その影響を実質的に除去することができる。

次に本発明のMRI装置の別の実施例として、回路遮断手段としてスイッチ回路を備えたMRI装置を説明する。図8は、MRI装置の全体概要を示す図であり、図1と同じ構成要素については同じ符号で示してある。また図8では、シールド検査室115外に設置される電源や制御機器は省略しているが、これらは図1と同様である。

このMRI装置では、図1に示した実施例のMRI装置と異なり、緊急減磁ユニット801や計測ユニット802の信号ケーブルはフィルター回路などを介することなく静磁場発生磁石102の内部回路に接続されている。その代りに緊急減磁ユニット801と計測ユニット802には、傾斜磁場コイルや高周波磁場コイルのパルス駆動に合わせて信号ケーブルに誘導ノイズが誘起することがないように常時はOFFのスイッチ回路が組込まれている。

20 緊急減磁ユニット801は、図9に示すように、商用電源901に接続され、商用電源の電圧（100～120V）を所望の電圧に変圧するトランス902と、整流用のダイオード903と、トランス902の二次側に接続され、停電時の電源として機能する蓄電池904と、電流駆動回路905と、電流駆動回路905とコネクタ907との間に設けられたスイッチ回路906とを備えている。商用電源に接続される電源ケーブルは三相ケーブルで、一本の線はグランドケーブルで電気安全の基準に従い、緊急減磁ユニット801のケースを含むユニットグランドに接続されている。

コネクタ907は、クライオスタット117の端子211に接続され、クライオスタット117内の緊急減磁用ヒータ素子209に接続されている。スイッチ回路906は、図



示しない外部ボタンを押下することにより動作し、常時はグラウンド電位に接続された線と電圧が印加される線の両方を遮断している。このように両方の線を遮断することにより、グラウンド電位を通じて形成される閉ループ回路（図4、501）を完全に遮断することができる。この場合、スイッチ回路906及びコネクタ907は絶縁ケースで覆うことにより安全性を確保する。

このような構成において、操作者は緊急減磁が必要な時に緊急減磁ユニット801の外部ボタンを押してスイッチ回路906を動作させる。この状態で、商用電源からの電圧はトランス902で変圧された後、ダイオード903の整流回路で整流され、蓄電池904を充電するとともに電流駆動回路905に入力される。電流駆動回路905の出力はスイッチ回路906を介して、ヒータ素子209に接続されたコネクタ907に伝えられる。これによりヒータ素子209が発熱し、超電導状態が破壊され、超電導コイルは常電導状態となり急速に減磁する。

一方、通常の状態、即ちスイッチ回路906が遮断状態のときには、ヒータ素子209を含む閉回路は形成されていないので、緊急減磁ユニット801とクライオスタット117の内部回路との間には、図4に示すような閉ループ回路501は形成されない。

計測ユニット802は、図10に示すように、MRI装置のコンピュータ110（図1）とデータ信号及びコントロール信号のやりとりを行うインターフェイス回路1001と、液面センサー210に所定の電圧を印加するとともに液面センサー210の抵抗値を測定し、測定した抵抗値から液体ヘリウム量を計算するヘリウム計測回路1002と、ヘリウム計測回路1002と液面センサー210に接続されたコネクタ1005との間に設けられるスイッチ回路1003と、インターフェイス回路1001からのコントロール信号に基きヘリウム計測回路1002及びスイッチ回路1003の動作を制御するコントロール回路1004とを備えている。ここでもスイッチ回路1003は、プラスとマイナスの両方の接続線を断続する常開スイッチを用いる。また緊急減磁ユニット801の場合と同様に、スイッチ回路1003及びコネクタ1005は絶縁ケースで覆われている。

このような構成において、MRI装置のコンピュータ110に備えられた入力装置（例えば操作卓112）からヘリウム量計測の指令が入力されると、その信号がインターフェイス回路1001を介してコントロール回路1004に入力され、これによってスイッチ回路1003が閉成するとともにヘリウム計測回路1002が動作開始する。ヘリウム計測回路1002は、例えば、液面センサー210に400ミリアンペアの電流を約10秒間流すとともに、電流通電時の液面センサー素子210の抵抗値を測定する。既に述べたように、液面センサー素子210は温度により抵抗値が変化する材料からなり、400ミリアンペアの電流を流すことによりセンサー素子210自体の温度が上昇する。但し、液体ヘリウムに浸っている部分は温度の上昇が起  
こらないため、ヘリウム液面から上にある部分の長さに比例した抵抗値を示す。従って、抵抗値の変化を計測することにより液量の減少を求めることができる。ヘリウム計測回路1002が計測した液量はデータ信号としてインターフェイス回路1001を介してMRI装置のコンピュータ110に入力し、ディスプレイ111に表示する。

このようなヘリウム量の計測は、例えば、MRI装置の定期点検時や起動時などに1度行なえばよいので、それ以外の場合には、スイッチ回路1003により計測ユニット802のスイッチ回路1003は遮断されている。従って、緊急減磁ユニット801と同様に計測ユニット802とクライオスタット117の内部回路との間には、図4に示すような閉ループ回路501は形成されない。

このように回路遮断手段としてスイッチ回路を挿入した本実施例のMRI装置では、緊急減磁ユニット801及び計測ユニット802がその機能を果たす時と、被検者を検査する時が一致しないことを利用してスイッチ回路を開閉動作させ、傾斜磁場コイルや高周波磁場コイルが駆動中は実質的な閉ループが構成されないように構成される。従って、緊急時及び定期点検時などの決められた時以外は、制御回路及びモニター回路自体が超電導磁石102から切り離された状態となるので、MRI装置の撮像動作によって傾斜磁場コイルや高周波コイルが駆動されても、それによって誘起される誘起電流は、図6に示すフィルター回路を備えたMR

I装置の場合と同様に、クライオスタット117の外装ケースを通してグラウンドに流れ、内部回路に影響を与えることがない。一方、緊急減磁ユニット801の動作を必要とする時はスイッチ回路が接続状態となり、クライオスタット117と緊急減磁ユニット801とその接続ケーブルで閉ループが形成されるが、緊急減磁ユニット801の動作はもともと超電導磁石102の磁場を減衰させる時であり、閉ループが形成され傾斜磁場コイルや高周波磁場コイルの駆動による誘導ノイズが誘起して磁場減衰が起きたとしても問題がない。また、液体ヘリウム計測ユニット802を動作する時は、MRI装置の保守・点検時であり傾斜磁場コイルや高周波磁場コイルの非駆動時である。たとえ閉ループが構成されても誘導ノイズが誘起することはない。

以上、本発明の実施例として、回路遮断手段にフィルター回路を採用した実施例及びスイッチ回路を採用した実施例を説明したが、偶発的な事態に備えてフィルター回路とスイッチ回路の両方を備えても良い。また以上の実施例では、MRI装置を中心に説明したが、本発明の超電導磁石装置はMRI装置のみならず、一般に超電導コイルと外部回路との接続用端子を備えた超電導磁石装置に適用することができる。

本発明によれば、MRI装置の撮像動作に伴う傾斜磁場コイルや高周波磁場コイルによる磁束の変化に起因する超電導コイル回路への影響を排除し、MRI装置を確実に安定運転することができる。

さらに、本発明によれば、インダクタンス又は抵抗からなる素子或いは外乱磁場補償コイルを接続ケーブルに適用しなくても、浮遊容量を介して超電導コイル回路内に伝搬するノイズ電流を低減することができる。また、上記超電導コイル回路を経由する電氣的閉ループが存在しないので、MRI装置の撮像動作に伴う傾斜磁場や高周波磁場による磁束の変化に起因するノイズが原因となってクエンチ現象が発生することはない。

## 請 求 の 範 囲

1. 超電導コイルとこの超電導コイルに流す永久電流を制御する永久電流スイッチとを有する超電導コイル回路と、少なくとも前記超電導コイルの減磁を制御するヒータ素子又は液体ヘリウム量を測定するセンサー素子とをヘリウム容器内に収納して成る超電導磁石と、前記ヒータ素子およびセンサー素子と電氣的に接続され前記ヘリウム容器外に設けられた制御回路又はモニター回路、前記超電導磁石が発生する静磁場に磁場勾配を与える傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、被検体に印加する高周波磁場を発生する高周波磁場発生手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、前記制御回路又はモニター回路と前記超電導コイル回路にまたがって閉ループ回路が形成されるのを遮断する手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。
2. 前記遮断手段は、前記ヒータ素子およびセンサー素子と制御回路又はモニター回路との間に接続された濾波回路ユニットであることを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。
3. 前記濾波回路ユニットは、外郭ケースとこの外郭ケースに収納されたフィルター素子とを含み、前記外郭ケースに接続された導体が前記制御回路又はモニター回路と共に前記閉ループ回路をバイパスするもう1つの閉ループ回路を前記ヘリウム容器を通して形成することを特徴とする請求項2記載の磁気共鳴イメージング装置。
4. 前記遮断手段は、前記ヒータ素子およびセンサー素子と制御回路又はモニター回路との間に接続されたスイッチ回路であることを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。
5. 前記濾波回路ユニットのフィルター素子は、少なくとも、前記傾斜磁場発生手段の駆動周波数及び高周波磁場の周波数帯域の信号をカットすることを特徴とする請求項2記載の磁気共鳴イメージング装置。
6. 前記超電導磁石の超電導コイルは、被検体が置かれる測定空間を挟んで一對

が配置されていることを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

7. 前記傾斜磁場発生手段と高周波磁場発生手段は、各々平板状コイルであって、前記被検体が置かれる測定空間を挟んで各々配置されていることを特徴とする請求項6に記載の磁気共鳴イメージング装置。

- 5 8. 超電導コイルとこの超電導コイルに流す永久電流を制御する永久電流スイッチとを有する超電導コイル回路と、前記超電導コイルを超電導状態に維持する温度で収納する容器とを備えた超電導磁石装置であって、前記超電導コイル回路を前記容器の外部に対し電磁氣的に遮蔽する手段を設けたことを特徴とする超電導磁石装置。
- 10 9. 超電導コイルとこの超電導コイルに流す永久電流を制御する永久電流スイッチとを有する超電導コイル回路と、前記超電導コイルを超電導状態に維持する温度で収納する容器とを備えた超電導磁石装置であって、前記容器は容器内に設置されるヒータ素子およびモニター素子を外部回路に接続するための端子部を備え、前記端子部に、前記外部回路、前記容器の外壁、この外壁に設けられた接地点
- 15 とを含む閉ループ回路を形成する手段を設けたことを特徴とする超電導磁石装置。
10. 被検体が置かれる測定空間を挟んで上下に対向して配置され連結管で接続されている接地された一対のクライオスタット、それぞれのクライオスタット中に収納され液体ヘリウムを充填されたヘリウム容器、それぞれのヘリウム容器中に
- 20 配設された超電導コイルとこれら超電導コイルへ流す永久電流の通電を制御するいずれか一方のヘリウム容器内に配設された永久電流スイッチから成る超電導コイル回路、上記それぞれの超電導コイルの減磁を制御する素子および充填された液体ヘリウムの量を測定する素子を有する超電導磁石、および上記制御素子および測定素子に電氣的に接続され上記クライオスタットの外部に設けられた制御回路
- 25 路およびモニター回路、上記超電導磁石が発生する静磁場に磁場勾配を与える傾斜磁場を発生する各クライオスタットの対向面側に配設された平板状傾斜磁場コイルおよび被検体に印加する高周波磁場を発生する同様に各クライオスタットの

対向面側に配設された平板状高周波磁場コイルを備えた開放型磁気共鳴イメージング装置において、上記傾斜磁場コイルあるいは高周波磁場コイルによって誘起される高周波電流が上記制御回路あるいはモニター回路から上記超電導コイル回路に流れ込むのを阻止する手段が設けられていることを特徴とする超電導磁石装置を用いた開放型磁気共鳴イメージング装置。

11. 上記高周波電流流れ込み阻止手段は上記超電導コイル回路と上記制御回路あるいはモニター回路との電磁氣的な結合を阻止する電気回路であることを特徴とする請求項10に記載の超電導磁石装置を用いた開放型磁気共鳴イメージング装置。

10 12. 上記高周波電流流れ込み阻止手段は上記クライオスタットの外側で上記制御素子あるいは測定素子と上記制御回路あるいはモニター回路との間に設けられた高周波をカットするフィルター回路であることを特徴とする請求項10に記載の超電導磁石装置を用いた開放型磁気共鳴イメージング装置。

13. 上記高周波電流流れ込み阻止手段は上記クライオスタットの外側で上記制御素子あるいは測定素子と上記制御回路あるいはモニター回路間に設けられた常開スイッチ回路であることを特徴とする請求項10に記載の超電導磁石装置を用いた開放型磁気共鳴イメージング装置。

14. 上記高周波電流流れ込み阻止手段は誘起された高周波電流を上記クライオスタットの接地された外壁を通してバイパスすることを特徴とする請求項10に記載の超電導磁石装置を用いた開放型磁気共鳴イメージング装置。

15. 超電導コイルとこの超電導コイルに流す永久電流を制御する永久電流スイッチを有する超電導コイル回路と、  
前記超電導コイル回路と少なくとも一つの電気素子を内部に収容するヘリウム容器と、

25 前記ヘリウム容器を含んで成る超電導磁石と、  
前記電気素子と電氣的に接続され前記超電導磁石の外部に配設された少なくとも一つの電気回路と、

前記超電導磁石が発生する静磁場に重畳させる傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、

被検体に印加する高周波磁場を発生する高周波磁場発生手段と、

を備えた磁気共鳴イメージング装置において、

- 5 前記電気回路と前記電気素子との間に挿入されて前記超電導磁石の外に前記被検体の断層像計測に基づいて発生するノイズ電流を遮断する手段を設けたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

16. 請求項15に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記ノイズ電流遮断手段は、前記超電導磁石の外壁表面上であって前記電気素子と前記電気回路と  
10 を接続する接続ケーブルが貫通する箇所に配設されることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

17. 請求項15に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記ノイズ電流遮断手段は、前記電気素子と前記電気回路との間に接続された濾波回路ユニットであることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

- 15 18. 請求項17に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記濾波回路ユニットは、外郭ケースとこの外郭ケースに収納されたフィルター素子とを含み、前記外郭ケースに接続された導体と前記電気回路と前記ヘリウム容器との間で前記超電導コイル回路を迂回する電氣的閉ループ回路を形成することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

- 20 19. 請求項18に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記フィルター素子は、前記電気素子が発生する電気信号を透過し、少なくとも前記傾斜磁場発生手段の駆動周波数及び前記高周波磁場の周波数帯域のノイズを遮断することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

20. 請求項19に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記フィルター素子は、インダクタンス素子を金属筒からなる前記外郭ケースで囲み、その入力端子と出力端子で貫通型コンデンサーを構成した $\pi$ 型フィルターとなる電流貫通型  
25 フィルターであることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

21. 請求項15に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記ノイズ電流遮断手段は、前記電気素子と前記電気回路との間に接続されたスイッチ回路であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

22. 請求項21に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記スイッチ回路は、常時は前記電気素子と前記電気回路との間の全ての電氣的接続を同時に切断するオフ状態であり、所望のときに前記電気素子と前記電気回路とが電氣的に接続されるオン状態となることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

23. 請求項22に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記スイッチ回路は、前記超電導コイルの励磁と消磁のときにオン状態となることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

24. 請求項15に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記電気素子は、前記永久電流スイッチを制御するヒーター素子であり、前記電気回路は前記ヒーター素子を制御する制御回路であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

25. 請求項15に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記電気素子は、液体ヘリウム量を測定するセンサー素子であり、前記電気回路は前記センサー素子からの電気信号を監視するモニター回路であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

26. 請求項15に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記ノイズ電流遮断手段は、前記電気回路が前記超電導コイル回路との間に電氣的閉ループを形成するのを遮断することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

27. 請求項26に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記ノイズ電流遮断手段は、少なくとも前記傾斜磁場発生手段の駆動周波数及び前記高周波磁場の周波数帯域において前記電気回路が前記超電導コイル回路との間に電氣的閉ループを形成するのを遮断することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

28. 請求項27に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記電氣的閉ループは、前記超電導磁石の接地点と前記電気回路の接地点を介して形成されるループであることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。



29. 請求項15に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記超電導磁石の超電導コイルは、被検体が置かれる測定空間を間に挟んで一対が対向配置されたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

30. 請求項29に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記傾斜磁場発生手段と高周波磁場発生手段は、各々平板状コイルであって前記測定空間を間に挟んで前記超電導磁石の計測空間側に各々対向配置されたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

31. 請求項15に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記超電導磁石は、被検体が置かれる測定空間を間に挟んで上下に対向配置され連結管で相互に接続され接地された一対のクライオスタットからなり、前記それぞれのクライオスタットは、液体ヘリウムを充填されたヘリウム容器をその内部に収納し、前記それぞれのヘリウム容器は、前記超電導コイル回路と前記それぞれの超電導コイルの励磁と減磁を制御する素子と充填された液体ヘリウムの量を測定する素子とをその内部に収納し、

前記超電導磁石の外部に、前記制御素子および測定素子に電氣的に接続された制御回路およびモニター回路が配設され、

前記傾斜磁場発生手段は、平板状の形状を有する傾斜磁場コイルであって前記それぞれのクライオスタットの対抗面側に配設され、

前記高周波磁場発生手段は、平板状の形状を有する傾斜磁場コイルであって前記それぞれのクライオスタットの対抗面側に配設され、

前記傾斜磁場コイルあるいは高周波磁場コイルによって誘起される誘導電流が前記制御回路あるいはモニター回路と前記超電導コイル回路との間に流れるのを阻止する誘導電流阻止手段が前記クライオスタットの外部に配設されたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

32. 請求項31に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記誘導電流阻止手段は、前記超電導コイル回路と前記制御回路あるいはモニター回路との電磁氣的な結合を阻止する電気回路であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置

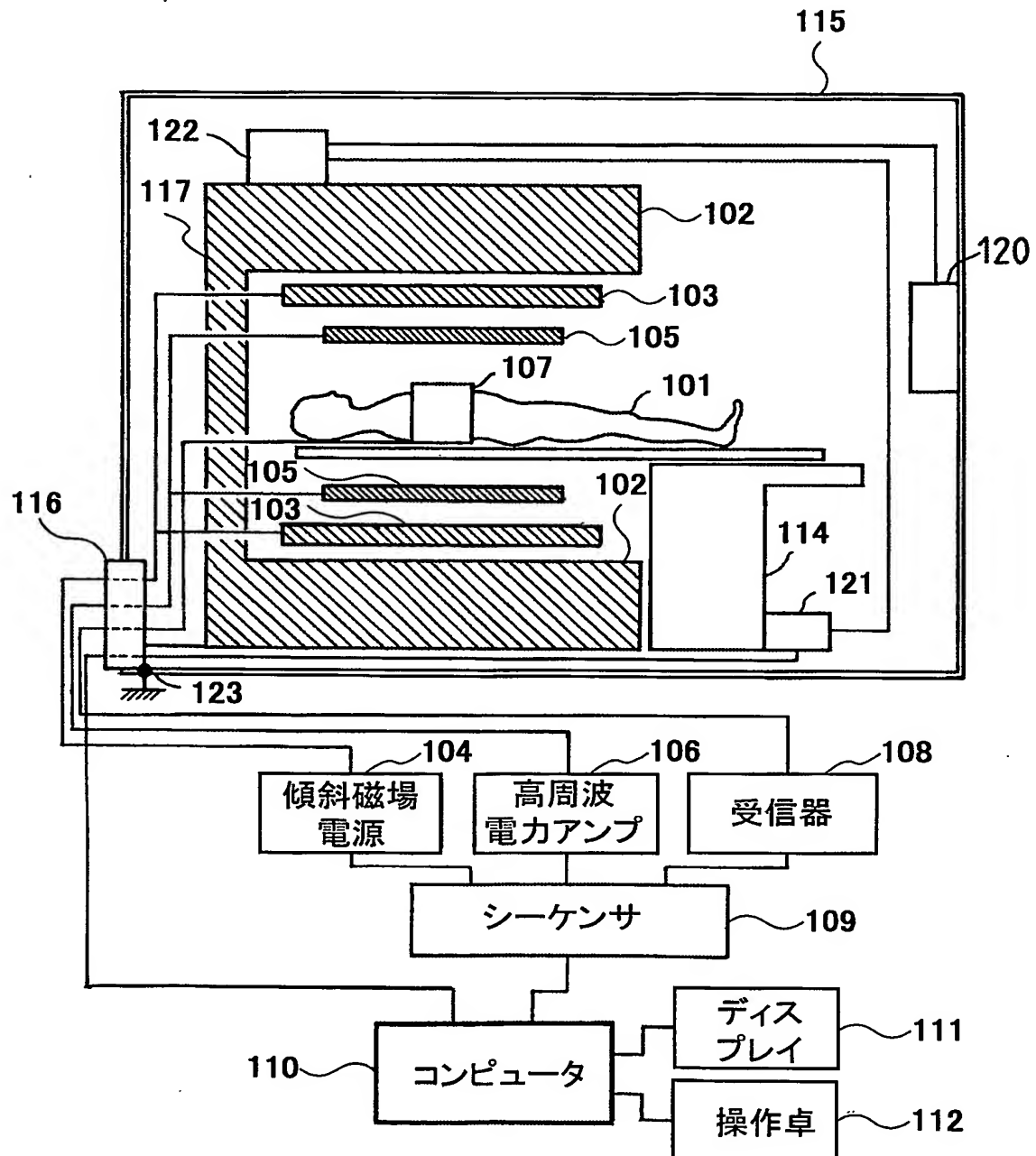
33. 請求項31に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記誘導電流阻止手段は、前記クライオスタットの外壁上であって、前記制御素子あるいは測定素子と前記制御回路あるいはモニター回路との電気的な接続の間に配設されたフィルター回路であり、このフィルター回路は、前記制御素子あるいは測定素子が発生する電気信号を透過し、少なくとも前記平板状傾斜磁場コイルの駆動周波数及び前記高周波磁場の周波数帯域のノイズを遮断することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

34. 請求項31に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記誘導電流阻止手段は、前記クライオスタットの外壁上であって、前記制御素子あるいは測定素子と前記制御回路あるいはモニター回路との電気的な接続の間に配設されたスイッチ回路であり、このスイッチ回路は、常時は前記制御素子あるいは測定素子と前記制御回路あるいはモニター回路との間の全ての電気的接続を同じに切断するオフ状態であり、所望のときに前記制御素子あるいは測定素子と前記制御回路あるいはモニター回路とが電気的に接続されるオン状態となることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

35. 請求項31に記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記誘導電流阻止手段は、誘起された誘導電流を前記クライオスタットの接地された外壁を通して前記制御回路あるいはモニター回路に戻すことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

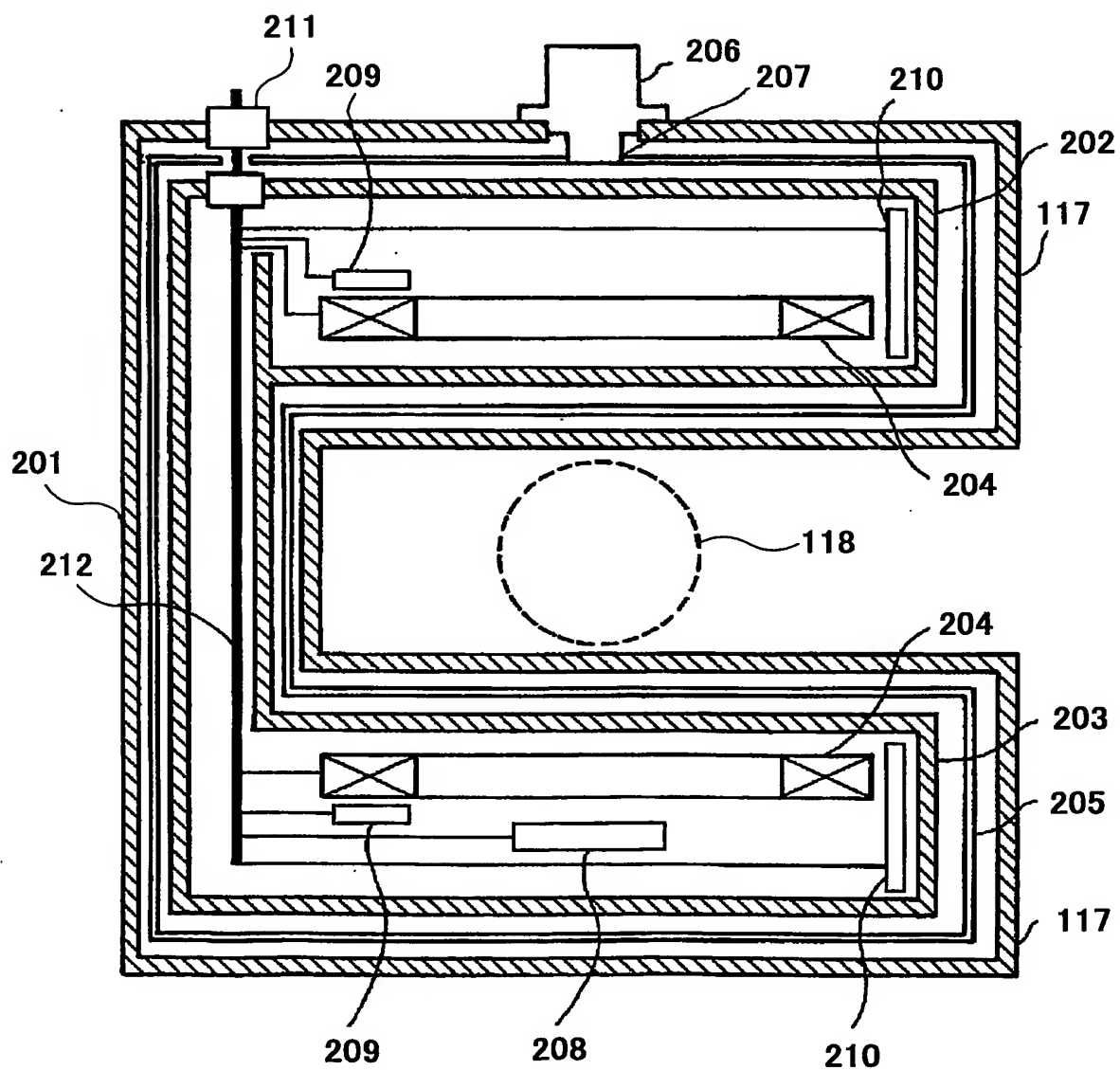
1/9

図1



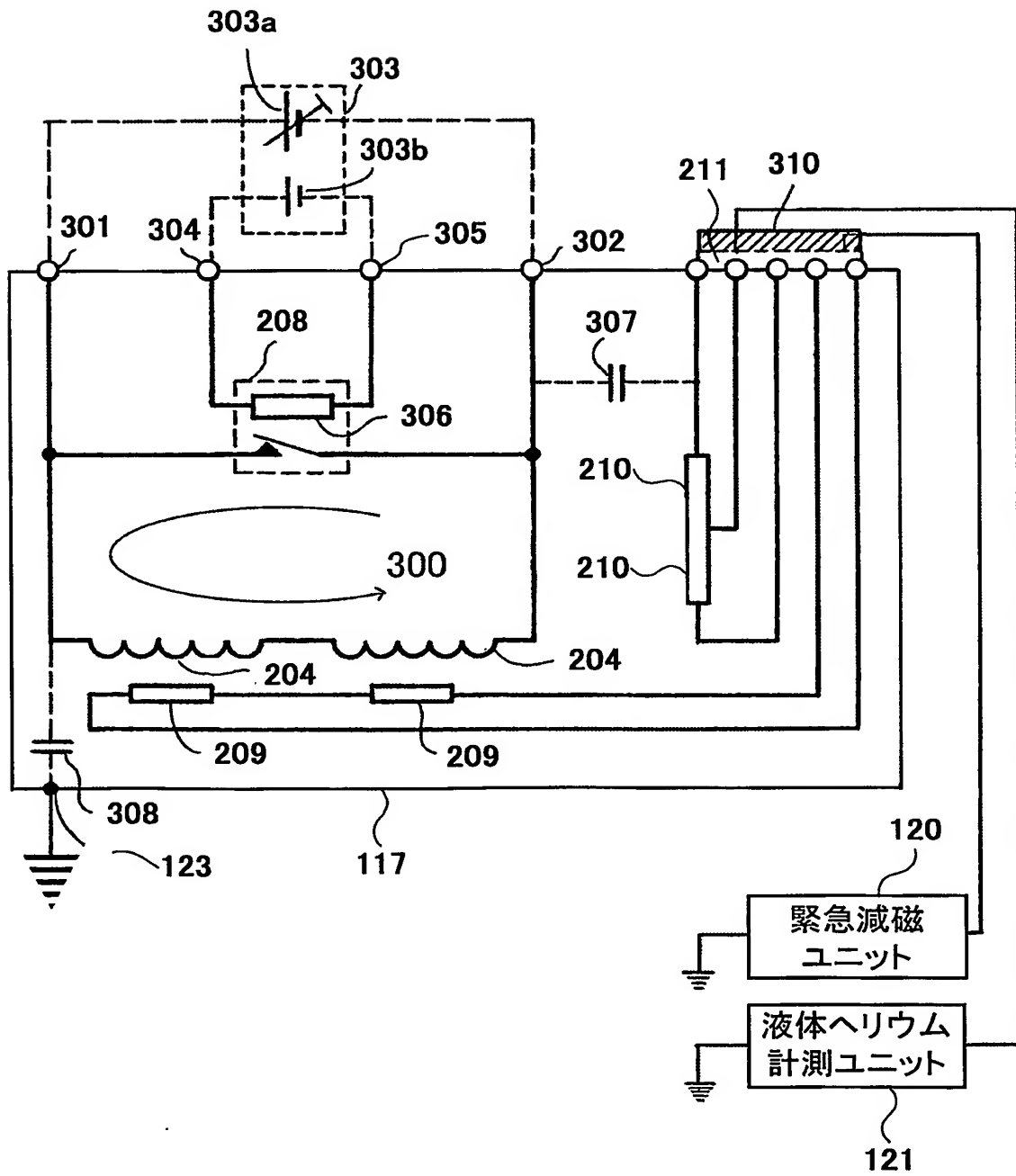
2/9

図2



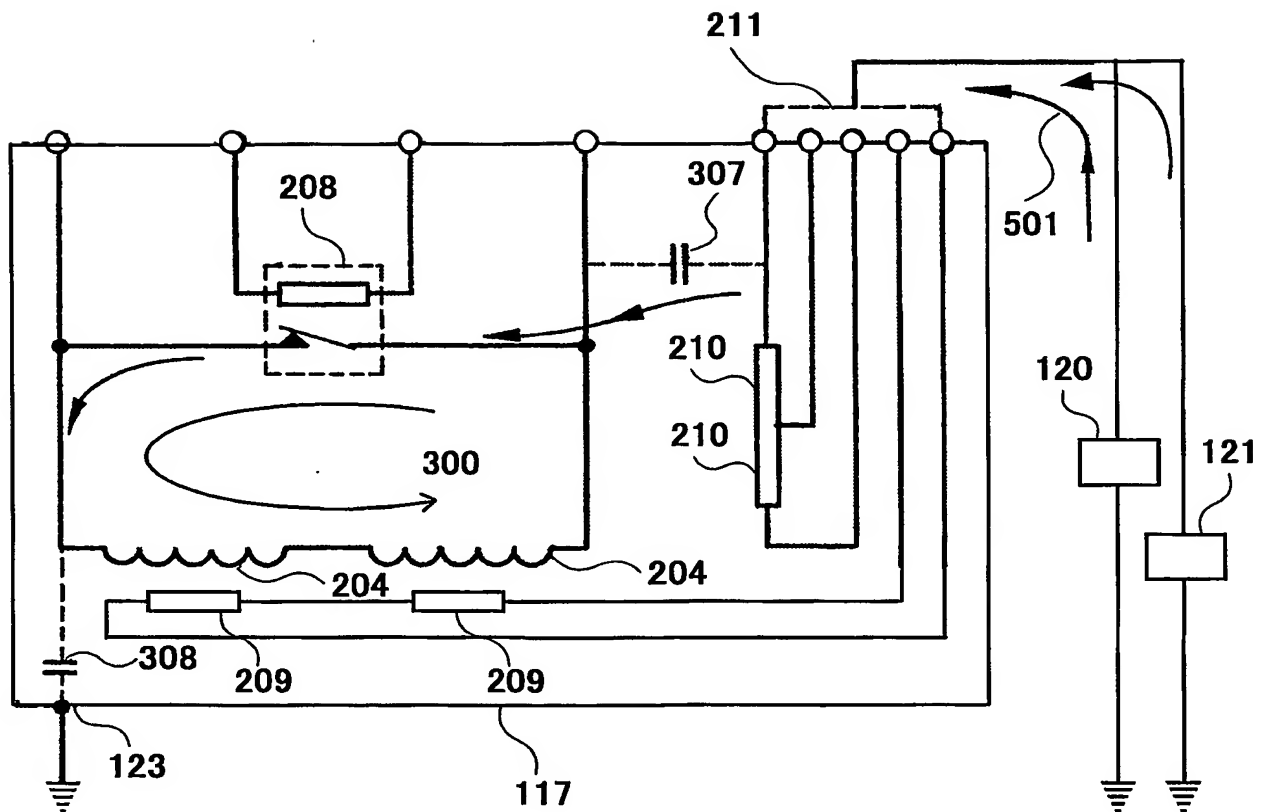
3/9

図3



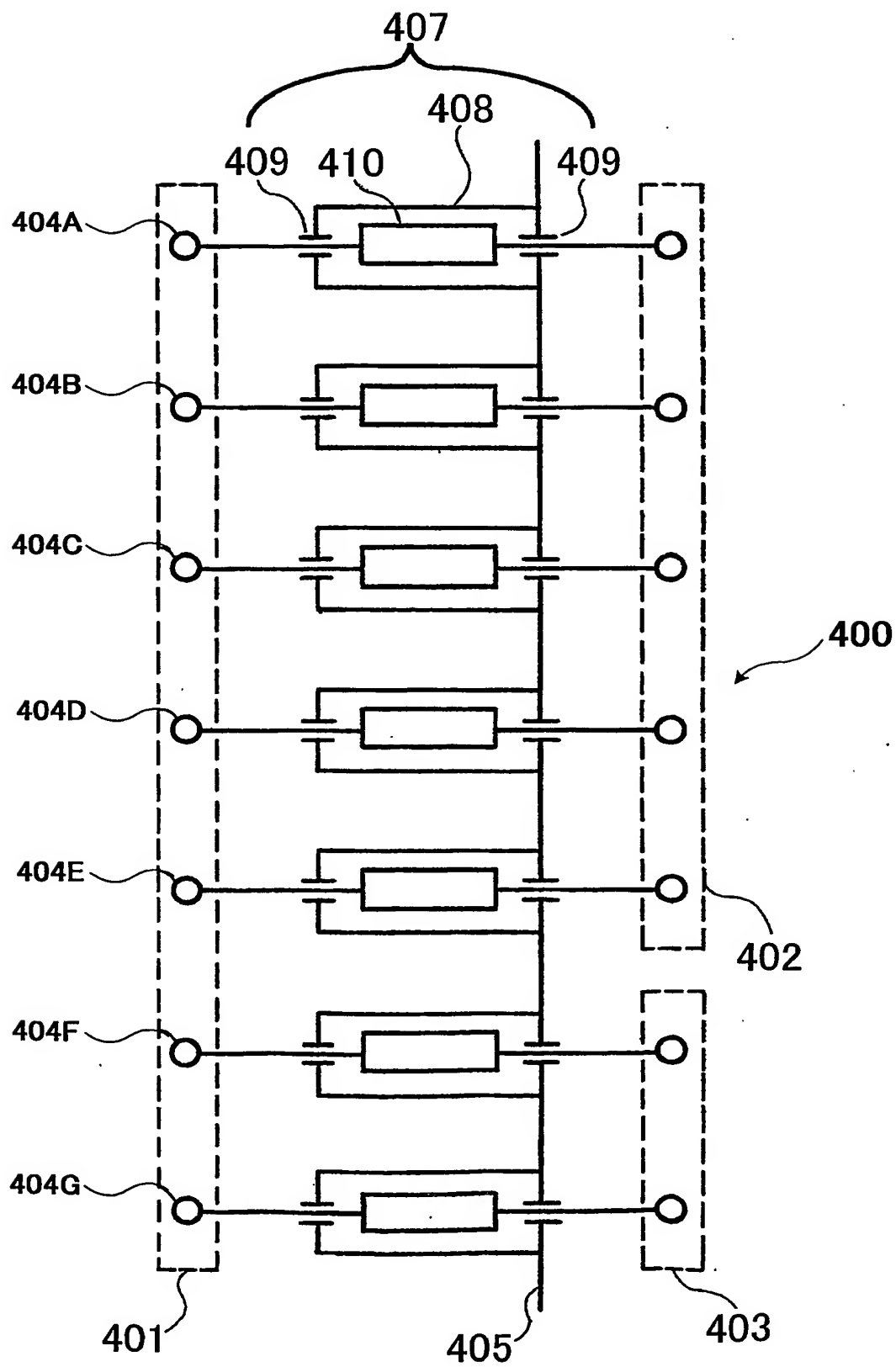
4/9

图4



5/9

図5

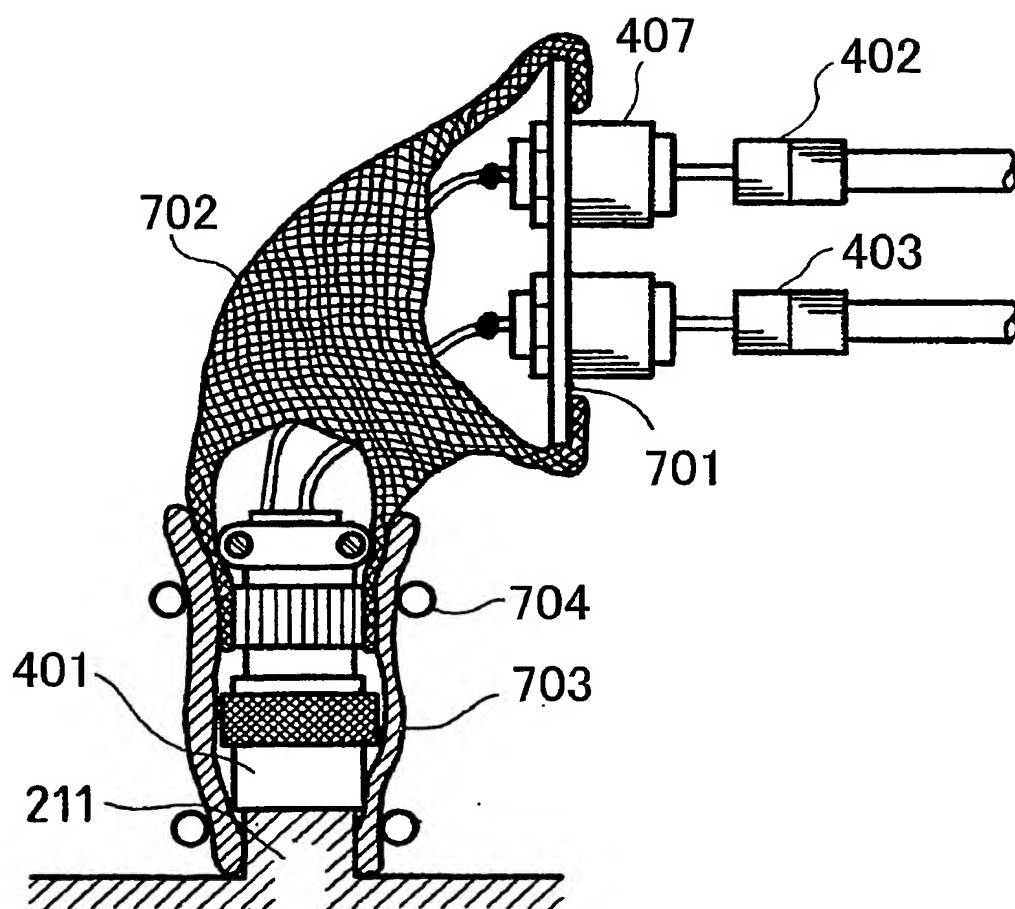






7/9

図7



8/9

図8

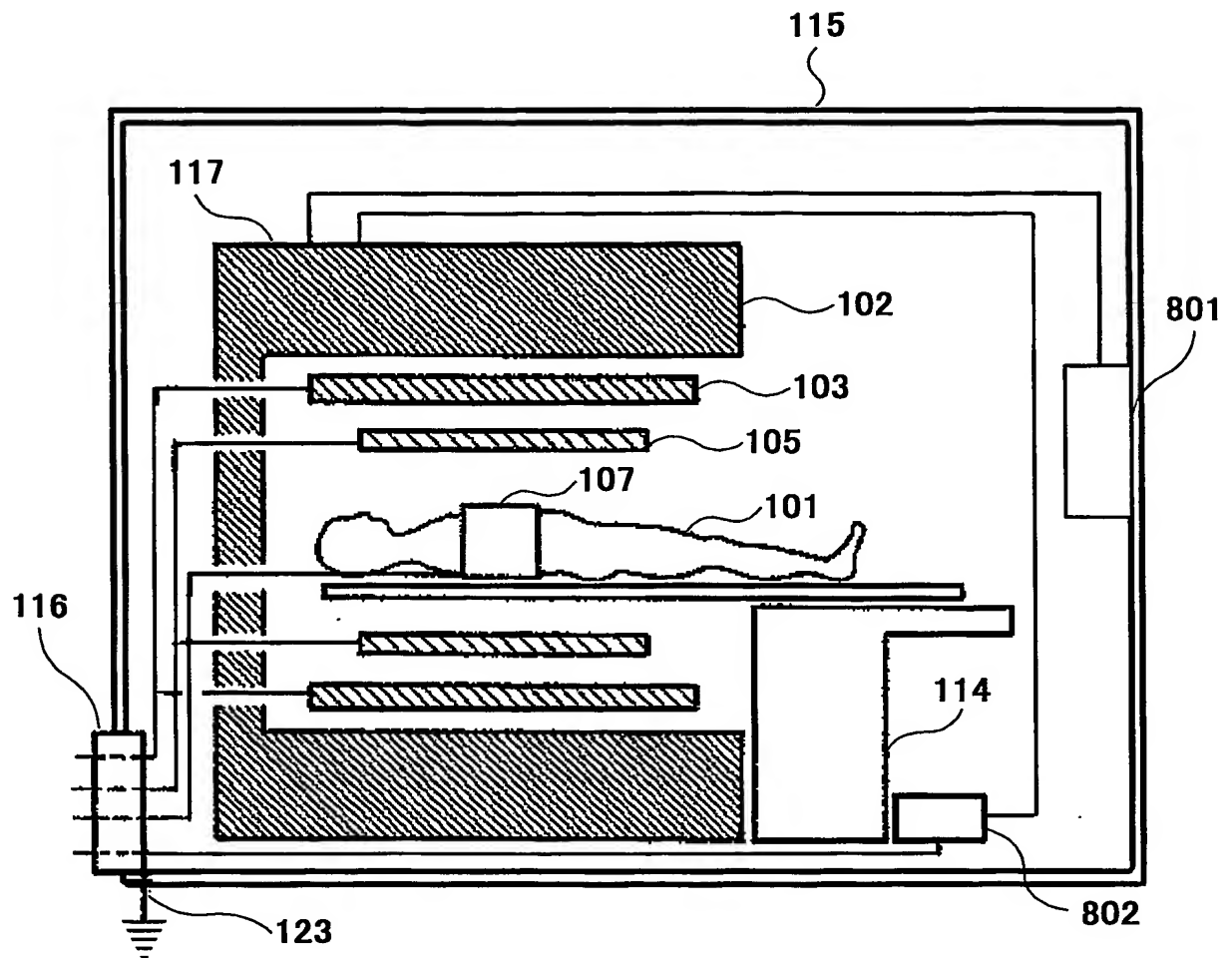


図9

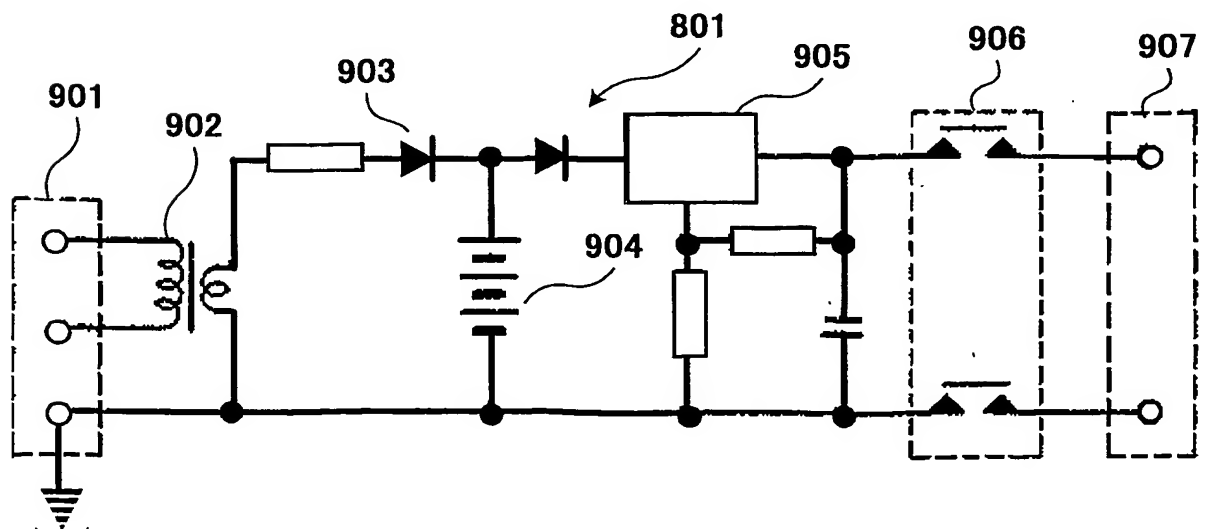
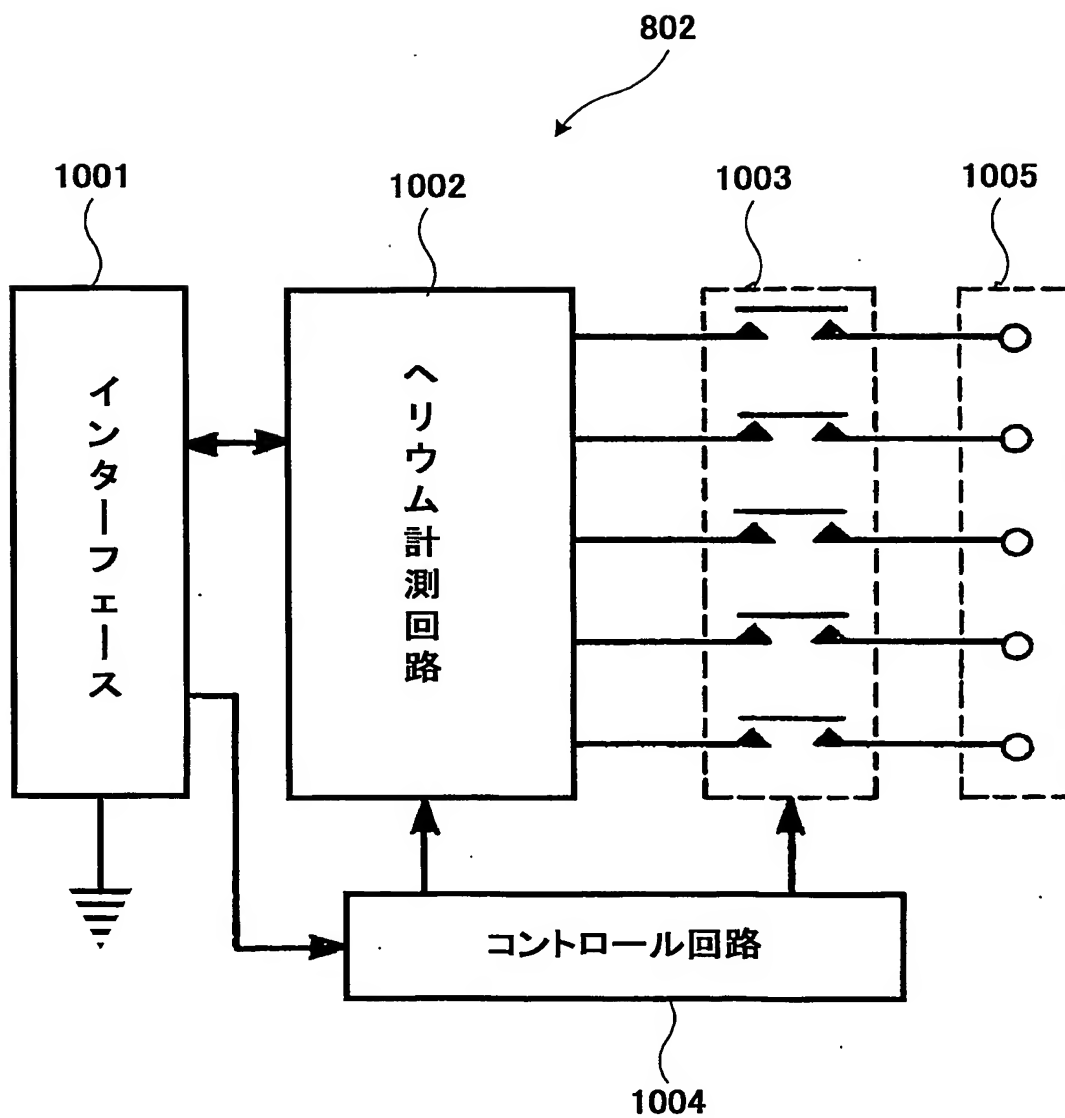


図10



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/JP03/11678

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
Int.Cl.<sup>7</sup> A61B5/055, G01R33/3815

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
Int.Cl.<sup>7</sup> A61B5/055, G01R33/20

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2003
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2003	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 8-504107 A (GOOD, Jeremy, A.), 07 May, 1996 (07.05.96), Page 8, line 25 to page 9, line 9 & WO 93/21539 A1 & GB 2267570 A & US 5635888 A	8
Y	JP 1-117004 A (Toshiba Corp.), 09 May, 1989 (09.05.89), Page 3, upper right column, line 13 to page 3, lower left column, line 1; Fig. 1 (Family: none)	1, 2, 4-8, 10-13, 15-17, 21-34
Y	JP 9-224919 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 02 September, 1997 (02.09.97), Column 3, line 47 to column 4, line 7; Figs. 1, 2 (Family: none)	1, 2, 4-7, 10-13, 15-17, 21-34

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>"&amp;" document member of the same patent family</p>
--	---

Date of the actual completion of the international search  
02 December, 2003 (02.12.03)

Date of mailing of the international search report  
16 December, 2003 (16.12.03)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/11678

## C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 1-126956 A (Toshiba Corp.), 19 May, 1989 (19.05.89), Page 2, upper left column, lines 8 to 11 (Family: none)	1, 2, 4-7, 10-13, 15-17, 21-34
Y	JP 63-88810 A (Mitsubishi Electric Corp.), 19 April, 1988 (19.04.88), Fig. 3 (Family: none)	1, 2, 4-7, 10-13, 15-17, 21-34
Y	JP 2002-209869 A (Mitsubishi Electric Corp.), 30 July, 2002 (30.07.02), Column 5, line 20 to column 6, line 39; Fig. 3 (Family: none)	6, 7, 10-13, 31-34
Y	JP 2002-143126 A (Hitachi Medical Corp.), 21 May, 2002 (21.05.02), Column 16, line 23 to column 17, line 38; Fig. 12 (Family: none)	4, 13, 21-23, 34
A	JP 63-278310 A (Hitachi Medical Corp.), 16 November, 1988 (16.11.88), Page 3, lower left column, line 13 to page 3, lower right column, line 6; Fig. 4 (Family: none)	1-35
A	JP 11-16718 A (Mitsubishi Electric Corp.), 22 January, 1999 (22.01.99), Column 8, lines 33 to 42; Fig. 4 (Family: none)	1-35

## A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl<sup>7</sup> A 6 1 B 5 / 0 5 5, G 0 1 R 3 3 / 3 8 1 5

## B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl<sup>7</sup> A 6 1 B 5 / 0 5 5, G 0 1 R 3 3 / 2 0

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2003年
日本国登録実用新案公報	1994-2003年
日本国実用新案登録公報	1996-2003年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

## C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 8-504107 A (グッド ジェレミイ エー) 1996.05.07 第8頁第25行目-第9頁第9行目 & WO 93/21539 A1 & GB 2267570 A & US 5635888 A	8

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの  
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの  
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)  
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献  
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの  
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの  
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの  
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

02.12.03

国際調査報告の発送日

16.12.03

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA / JP)  
郵便番号 100-8915  
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

右高 孝幸



2W

9808

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	J P 1-117004 A (株式会社東芝) 1989. 05. 09 第3頁右上欄第13行目-第3頁左下欄第1行目、第1図 (ファミリーなし)	1, 2, 4-8, 10-13, 15-17, 21-34
Y	J P 9-224919 A (ジーイー横河テクノロジクス株式会社) 1997. 09. 02 第3欄第47行目-第4欄第7行目、図1, 2 (ファミリーなし)	1, 2, 4-7, 10-13, 15-17, 21-34
Y	J P 1-126956 A (株式会社東芝) 1989. 05. 19 第2頁左上欄第8-11行目 (ファミリーなし)	1, 2, 4-7, 10-13, 15-17, 21-34
Y	J P 63-88810 A (三菱電機株式会社) 1988. 04. 19 第3図 (ファミリーなし)	1, 2, 4-7, 10-13, 15-17, 21-34
Y	J P 2002-209869 A (三菱電機株式会社) 2002. 07. 30 第5欄第20行目-第6欄第39行目、図3 (ファミリーなし)	6, 7, 10-13, 31-34
Y	J P 2002-143126 A (株式会社日立メディコ) 2002. 05. 21 第16欄第23行目-第17欄第38行目、図12 (ファミリーなし)	4, 13, 21-23, 34
A	J P 63-278310 A (株式会社日立メディコ) 1988. 11. 16 第3頁左下欄第13行目-第3頁右下欄第6行目、第4図 (ファミリーなし)	1-35
A	J P 11-16718 A (三菱電機株式会社) 1999. 01. 22 第8欄第33-42行目、図4 (ファミリーなし)	1-35

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**